

FIBRINSPONGIOSAPLASTIK BEI JUDET-PROTHESEN

- Empirische Untersuchung über Einfluß von Blutverbrauch,
Qualität der Einheilung und Erfolg der Operation -

von

Reinhard Roth

aus

Weiden

*Diss. Erlangen
1984*

1984 # 151





Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA41546208_0113

Aus der Chirurgischen Klinik und Poliklinik
der Universität Erlangen-Nürnberg

Direktor: Prof. Dr. med. F. P. Gall

FIBRINSPONGIOSAPLASTIK BEI JUDET-PROTHESEN

- Empirische Untersuchung über Einfluß von Blutverbrauch,
Qualität der Einheilung und Erfolg der Operation -

INAUGURAL – DISSERTATION
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich - Alexander - Universität
Erlangen-Nürnberg

vorgelegt

von

Reinhard Roth

aus

Weiden

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Dekan: Prof. Dr. F. Wolf
Referent: Prof. Dr. H. Beck
Korreferent: Prof. Dr. F.P. Gall

Tag der mündlichen Prüfung: 27.02.1984

Inhaltsverzeichnis

1. <u>EINLEITUNG</u>	Seite	1
2. <u>THEORIE</u>	"	3
<u>2.1 Judet-Prothese</u>	"	3
2.1.1 Allgemeine Anforderungen an Implantatwerkstoffe	"	3
2.1.2 Beschreibung der Judet-Prothese	"	4
2.1.3 Indikation	"	8
<u>2.2 Spongiosatransplantation</u>	"	11
2.2.1 Grundlagen	"	11
2.2.2 Vorteile	"	14
2.2.3 Indikation	"	15
2.2.4 Vorgehen	"	17
<u>2.3 Spongiosatransplantation unter Anwendung des Fibrinklebesystems</u>	"	18
2.3.1 Biochemische Grundlagen	"	18
2.3.2 Zusammensetzung der Kleber	"	21
2.3.3 Vor- und Nachteile	"	22
2.3.4 Fibrinkleber und Spongiosa- transplantation	"	23
2.3.5 Technik der Fibrinspongiosa- plastik	"	26

<u>3. UNTERSUCHUNGSVERFAHREN</u>	Seite	28
<u>3.1 Ziel</u>	"	28
<u>3.2 Methode</u>	"	28
3.2.1 Auswertung der Patienten- dokumentation	"	28
3.2.2 Patientenbefragung	"	29
<u>4. ERGEBNISSE</u>	"	31
<u>4.1 Patientendokumentation</u>	"	31
4.1.1 Krankengut	"	31
4.1.2 Präoperativer Status	"	32
4.1.3 Operation	"	33
4.1.4 Blutverbrauch	"	35
4.1.5 Ergebnis der Spongiosa- transplantation	"	36
<u>4.2 Patientenbefragung</u>	"	38
<u>4.3 Kasuistik</u>	"	40
<u>5. DISKUSSION</u>	"	48
<u>6. ZUSAMMENFASSUNG</u>	"	53
<u>7. LITERATURVERZEICHNIS</u>	"	54

1. EINLEITUNG

Seit Charnley zum erstenmal eine Totalendoprothese mit Knochenzement implantierte, wurde diese Technik mittlerweile weltweit verbreitet: Ungefähr einer Million Menschen konnte bei bestehender Hüftdysplasie oder Coxarthrose mit einem künstlichen Hüftgelenk geholfen werden (20). Nach anfänglicher Euphorie wird jedoch diese Zementprothese heute kritischer beurteilt. Aufgrund mehrjähriger Erfahrung stehen dem Vorteil der sicheren primären Stabilität, die es den Patienten erlaubt, frühzeitig aufzustehen und zu belasten, schwerwiegende Nachteile gegenüber: Zum einen sind hier Infektionen zu nennen, die bald nach der Implantation manifest werden, zum anderen Implantatbrüche, die besonders im Schaftbereich auftreten, und schließlich das Kardinalproblem der Zementprothesen, die aseptische Lockerung (15).

Nach einer Untersuchung von Engelbrecht im Jahre 1981 an der Endo-Klinik Hamburg traten 9 - 16 Jahre nach der Implantation in 11,6 % der Fälle Lockerungen auf (15).

Für diese Lockerungen verantwortlich ist die Ausbildung eines aggressiven Granulationsgewebes mit Histiozyten und Riesenzellen zwischen Zement und Knochen, welches das Implantatlager abbaut (15). Außerdem ergab eine histologische Untersuchung von Judet et al., daß beim Einbringen der Prothese Zement in die Lakunen des spongiösen Knochens gepreßt wurde, was bei Belastung dann zur Fraktur der Knochenbälkchen führte (13).

Aufgrund der genannten Erfahrungen und Beobachtungen lag es nahe, das Problem der Materialverträglichkeit, der mechanischen Festigkeit und der Verankerung der Prothese



durch neue Materialien in Verbindung mit neuen Techniken mit dem Ziel der definitiven Versorgung des erkrankten Gelenks zu lösen.

Neben Mittelmeier (1974) und Griss (1975), die ein zementlos zu implantierendes Hüftgelenk aus Aluminiumoxyd-Keramik entwickelten (15), wurde von Prof. Judet 1971 eine neue Prothesengeneration geschaffen, deren Prinzip darin besteht, daß die Prothese im Knochen nicht mit Zement, sondern durch Einwachsen von neugebildetem Knochen in die Unregelmäßigkeiten und Zerklüftungen der Prothesenoberfläche befestigt wird (12).

Da für das Einwachsen der Prothesenteile ein ausreichend knöchernes Implantatlager notwendig ist, ist es erforderlich, in bestimmten Problemfällen Knochen und zwar speziell Spongiosa zu transplantieren.

Die Technik der Spongiosatransplantation kann durch die Anwendung des Fibrinklebesystems (FKS), das sich mittlerweile auf vielen Gebieten der Medizin bewährt hat, ergänzt werden mit dem Ziel, den Blutverbrauch zu senken und vor allem die Einheilung des Implantates bei verbesserter plastischer Formbarkeit der Spongiosabröckel zu beschleunigen.

Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, die Anwendung der Spongiosaplastik bei der Implantation von Judet-Prothesen unter Berücksichtigung von Indikation, Prothesentyp, OP-Verlauf, Dauer mit Verlauf des postoperativen stationären Aufenthaltes, den Einsatz des FKS auf Grundlage empirischer Daten und die Beurteilung des Erfolgs durch den Patienten selbst zu beschreiben. Außerdem sollte überprüft werden, ob die an das FKS gestellten Erwartungen erfüllt worden sind.

2. THEORIE

2.1 Die Judet-Prothese

2.1.1 Allgemeine Anforderungen an Implantatwerkstoffe

Für den Knochen- und Gelenkersatz werden heute Metalllegierungen, Kunststoffe und Keramiken verwendet. Diese Werkstoffe, die wegen der Eingliederung in den Organismus besonderen Beanspruchungen ausgesetzt sind, müssen folgende Eigenschaften besitzen (2):

1. Atoxizität
2. chemische und mechanische Stabilität
3. Möglichkeit der soliden, dauerhaften Verankerung im Knochen
4. keine Antigeneigenschaften
5. keine Kanzerogenität
6. Sterilisierbarkeit
7. einfache technische Anwendungsmöglichkeit

Vor allem den Anforderungen 1, 2 und 3 konnten die Kunststoffe und Keramiken nicht gerecht werden:

Das Monomer der Kunststoffe auf Methylmetacrylatbasis, der Bestandteil des Knochenzementes, führt zu Abwehrreaktionen und toxischen Veränderungen im Implantatlager, was eine der Ursachen für die Lockerung der Prothese sein kann.

Obwohl Keramiken sich durch Resistenz gegenüber chemischen Einflüssen auszeichnen und die Anforderungen der Gewebeträglichkeit in einem hohen Maß erfüllen, schränkt ihre geringe mechanische Bruchfestigkeit die Verwendung ein.

Wegen der veränderten Lasteinleitung und Lastaufnahme ist die mechanische Beanspruchung eines Implantates größer als die des umliegenden Knochens (2). So muß das Implantat die mechanischen Eigenschaften des Knochens noch übertreffen.

Um diesen Anforderungen zu entsprechen, werden heute metallische Implantate mit ihren ausgezeichneten mechanischen Eigenschaften in der Endoprothetik bevorzugt. Sie kommen als Monometall oder als Metallegierung zur Anwendung, wobei der Eisengehalt aus Korrosionsgründen möglichst gering gehalten wird.

Zusammenfassend kann gesagt werden, daß der Weg zur Optimierung der totalen Endoprothese (TEP) derzeit nur über die Verwendung eines metallischen Implantates, welches ohne Knochenzement verankert wird, führt.

2.1.2 Beschreibung der Judet-Prothese

Der führende Gedanke bei der Herstellung dieser sich selbst befestigenden Prothese war die Bildung eines wabenähnlichen, porösen und alveolären Oberflächenreliefs mit Ausbuchtungen in Größen zwischen 200 Mikron und 2 mm in der Länge sowie 1 - 2 mm in der Tiefe, so daß der neu einwachsende Knochen, der diese Aushöhlungen ausfüllen soll, stark genug sein kann, den späteren mechanischen Beanspruchungen gerecht zu werden.

Die Prothese besteht aus Porometall, einer Chrom-Kobalt-Molybdän-Legierung, die vom Organismus perfekt toleriert wird (13). Die raue Oberfläche wird durch eine metallurgische Spezialbehandlung hergestellt und bezieht sich nur auf das Äußere der Prothese, innen ist sie homogen und

kompakt. Materialfehler sollen durch Röntgenkontrolle aufgedeckt werden.

Bei der Formgebung der Prothesenteile lag die Erreichung einer größtmöglichen Stabilität im Knochen zugrunde.

Die Prothese besteht aus zwei Teilen (Abb. 1).

1. Der Oberschenkelteil hat rechtwinkligen Querschnitt, verjüngt sich gleichmäßig gegen die Spitze und besitzt im Bereich, der der Metaphyse des Knochens entspricht, einen dünnen, gefensterten Flügel, der in den Trochanter major eingehen soll. Dort, wo der Oberschenkel bei der Operation durchtrennt wird, lagert sich die Prothese mit einem dafür vorgesehenen Rand auf. Das craniale Ende besteht aus einem sich sehr gering verjüngenden Konus (13). Die Femurkomponente steht in fünf Größen zur Auswahl.
2. Der Pfannenteil besteht aus einer Gelenkpfanne, die, um den Reibungsverschleiß möglichst gering zu halten, aus hochmolekularem Polyäthylen hergestellt ist und von einer zylindrischen Hülle aus Porometall umgeben wird. Eine geschmiedete Kugel ist so in die Polyäthylenpfanne eingefügt, daß etwas mehr als die Hälfte in der Aushöhlung enthalten ist. Eine Luxation dieses künstlichen Gelenkkopfes ist somit nur mit Gewalt möglich. Der Gelenkkopf zeigt zentral eine zylindrische Bohrung. In diese wird der konische Zapfen der Femurkomponente bei der Operation eingefügt, wobei sich dieser verkeilt (Abb. 2). Die Prothese ist dann zusammengefügt.

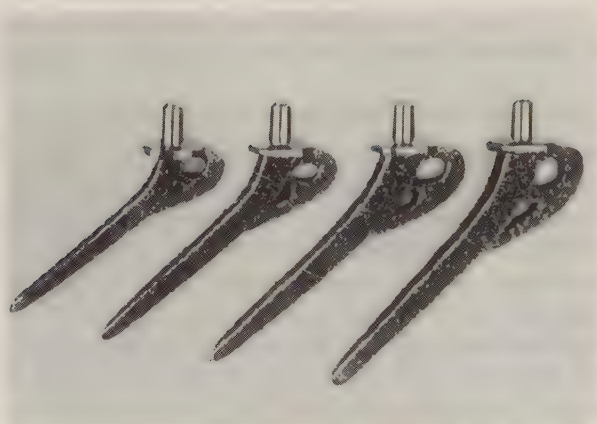


Abb. 1



Abb. 2

Der Chirurg kann bei den Gelenkelementen unter sieben Größen von 40 bis 64 mm Durchmesser wählen.

Das Prinzip der Operation besteht darin, die Prothese dem Knochen äußerst genau anzupassen, was eine augenblickliche mechanische Befestigung bewirkt und somit die Voraussetzung schafft, daß der Knochen später durch Einheilen eine definitive Stabilität sichert (12). Bei diesem Einheilungsvorgang findet das Implantat selbstverständlich keinen direkten Anschluß an die Struktur des Knochens. Der Verbund zwischen Implantat und Knochen geschieht nur auf mechanischer Grundlage, bei der Judet-Prothese durch Verzahnung.

Da für den Organismus das Implantat einen Fremdkörper darstellt, kommt es an der Grenzschicht Prothese - Knochen immer zur Ausbildung einer mehr oder weniger breiten, gefäßarmen Bindegewebsschicht, was als normaler Vorgang zu sehen ist. Diese Membran ist meistens ein- oder mehrschichtig und hat normalerweise keine Bedeutung für die mechanische Stabilität. Erst unter bestimmten Einflüssen, z. B. wenn bei der Operation keine ausreichende Ruhigstellung der Prothese erreicht wird, wird das Einwachsen des Knochens gestört, und es kommt zur Ausbildung einer dickeren Membran, die, wie Judet behauptet (13), dicker als $\frac{1}{10}$ mm keine zuverlässige Befestigung der Prothese mehr gewährleistet.

Diese Tatsachen unterstreichen die Bedeutung der optimalen Adaptation des Implantatlagers für die Aufnahme der Prothese. Zu diesem Zweck steht dem Operateur eine Reihe von Spezialinstrumenten zur Verfügung, die für die exakte Vorbereitung von Femur und Becken zur Aufnahme der beiden Implantate nötig sind.

Ein weiterer wichtiger Punkt, der eine Voraussetzung für die dauerhafte Verankerung der Prothese im Knochen darstellt und somit einer Lockerung vorbeugt, ist die Implantation der Prothesenteile nach statischen Gesichtspunkten: Der Pfannenteil muß mit einer Neigung von 45° zur Körperachse eingesetzt werden, außerdem ist eine Anteversion von 10° anzustreben. Weiteres soll er vollständig im Os coxae sitzen und sein Rand soll sich in der gleichen Ebene wie der Oberrand des Acetabulums befinden. Die Schaftkomponente soll in maximaler Valgusstellung eingeführt werden (12).

Diese Anforderungen verlangen ein Höchstmaß an Präzision, die Implantation einer Judet-Prothese sollte dem erfahrenen Hüftchirurgen vorbehalten sein.

2.1.3 Indikation

Bisher wurden mit der Implantation dieser neuentwickelten Endoprothese gute Erfolge bei der Therapie von Patienten mit Coxarthrosen, angeborenen Hüftdysplasien, Luxationen, Arthritis - Folgen und durch Trauma geschädigten Hüftgelenken erzielt. Prof. Judet berichtet, daß er im Laufe seiner 31-jährigen Erfahrung mit Hüftprothesen mit keiner anderen Technik in fünfeinhalb Jahren so wenig Mißerfolge zu verzeichnen hatte, vor allem was Lockerungen, Infektionen oder Prothesenfrakturen angeht (13). Auch die immer größer werdende Zahl von Operateuren - in der BRD wird die Implantation der Judet-Prothese derzeit an 45 Kliniken durchgeführt - kann als Zeichen für die berechtigten positiven Erwartungen, die an diese Prothese gestellt werden, gesehen werden (11).

Bei der Indikationsstellung gilt es, folgende Faktoren zu berücksichtigen: Während bei der zementierten Prothese die

Patienten frühzeitig das Bett verlassen und das operierte Bein belasten können, müssen die Patienten mit einer zementfreien TEP eine längere Schonungsfrist wegen der für das Einwachsen des Knochens benötigten Zeit einhalten. Die Bettruhe beträgt je nach Schwere des Falles ein bis drei Wochen, die volle Belastung kann erst nach drei Monaten erfolgen (11).

Außerdem stellt die Implantation der Judet-Prothese einen größeren Eingriff dar; bei der Bearbeitung des Implantatlagers wird der Knochen im stark blutenden spongiösen Bereich des Beckens und des Femurs verletzt, woraus eine relativ starke Blutung resultiert. Bei der zementierten Prothese wird dagegen die Blutung durch das Einstopfen von Zement, der beim Einschlagen der Prothese zwischen die Spongiosatrabekel gepreßt wird, weitgehend zum Stehen gebracht. Diesen während der Operation und in den ersten postoperativen Tagen auftretenden Nachteilen steht jedoch gegenüber, daß mit weit größerer Wahrscheinlichkeit als bei den zementierten TEP's eine dauerhafte und endgültige Versorgung des Patienten erreicht wurde.

Daraus ergibt sich, daß die Prothese nach Judet ein sehr wertvolles Verfahren ist, das vor allem für das mittlere und jüngere Lebensalter geeignet ist (11). Bei diesen Altersgruppen wirkt sich ja die hohe Lockerungsquote der zementierten TEP nach etwa zehn Jahren und dem daraus resultierenden komplizierten Wechsel der Prothese besonders aus.

Die Überlegenheit der Judet-Prothese anderen Prothesentypen gegenüber, was die mechanische Stabilität angeht und sich durch das äußerst seltene Auftreten von Implantatbrüchen zeigt (13), stellt wiederum eine klare Indikation für jüngere Patienten dar, da ja die Agilität bei dieser Altersgruppe und somit die Belastung der Prothese deutlich größer ist als bei älteren Patienten.

Aber auch ältere Patienten, die einen guten Allgemeinzustand aufweisen und noch sehr aktiv sind, stellen keine Kontraindikation dar. Voraussetzung für alle Altersgruppen ist jedoch die Kooperationsbereitschaft des Patienten, er muß die längere Schonungspflicht akzeptieren und genau einhalten. Bei Patienten, die sich hinsichtlich der Belastung des operierten Beines keinerlei Einschränkung unterziehen, oder bei Patienten, die aufgrund einer fortgeschrittenen Cerebralsklerose während der ersten postoperativen Tage keine scheren Bewegungen vermeiden können (11), ist auf keinerlei Erfolg zu hoffen.

Die Forderung, daß die Prothesenteile vollständig im Os coxae bzw. im Femur zu sitzen kommen, ist nicht immer ohne weiteres zu erfüllen. In bestimmten Fällen, auf die im folgenden Kapitel speziell eingegangen wird, muß ein vollständiges knöchernes Implantatlager erst geschaffen werden und zwar durch Transplantation von Spongiosa.

2.2 Spongiosatransplantation bei Judet - Prothesen

Bei der Transplantation von Knochen kommen heute kompakte Corticalistransplantate, dünne, periostgedeckte Corticalistransplantate, Corticalisspongiosatransplantate und reine Spongiosatransplantate zur Verwendung (22). Aufgrund zahlreicher Experimente (17, 16, 29) und klinischer Erfahrungen steht heute fest, daß reine Spongiosa den anderen Knochentransplantaten weit überlegen ist. Dies soll im folgenden Kapitel dargestellt werden.

2.2.1 Grundlagen der Knochentransplantation

Da jedes Knochentransplantat am neuen Ort erst in die Architektur des Wirtsknochens eingebaut werden muß, um später den dort herrschenden Beanspruchungen standhalten zu können, wird es einem totalen Umbau unterworfen (22). Dieser Umbau kann nur dann stattfinden, wenn folgende Grundsätze der Knochentransplantation, die genauso für die Frakturheilung Gültigkeit haben, eingehalten werden (31):

1. Ruhigstellung
2. Vaskularisation
3. Adaptation

zu 1. Da die Mechanik den entstehenden Gewebstyp beeinflusst (31), ist eine optimale Ruhigstellung des Transplantates unerlässlich. Nur locker angelagerte Transplantate werden nicht zu Knochen, sondern nur zu Bindegewebe umgebaut und sind somit mechanischen Belastungen nicht gewachsen. In vielen Fällen kann deshalb auf eine Fixierung des Transplantates mit Platten und Schrauben oder sonstigen Hilfsmitteln nicht verzichtet werden.

zu 2. Um einer durch fehlende Blutversorgung beginnenden Nekrotisierung des Transplantates entgegenzuwirken, muß vom Transplantatlager her eine schnelle Revaskularisation erfolgen. Außerdem ist die Blutversorgung von im Transplantat enthaltenen Osteoblasten mit ihrer hohen Stoffwechselleistung und noch undifferenzierten Mesenchymzellen für einen raschen Beginn der Osteoneogenese von elementarer Bedeutung.

zu 3. Liegt keine ideale Adaptation des Transplantates an das Transplantatlager vor, so kommt es zum Einwachsen von Bindegewebe mit der damit resultierenden Negativwirkung auf die Osteoneogenese. Außerdem können durch schlechte Anpassung des Transplantates verursachte Spalten und Höhlen zur Ausbildung von Hämatomen führen. Bei größerer Ausdehnung können diese eine Barriere für die Knochenbildung darstellen (31).

Wurde nun ein autologes Spongiosatransplantat in das vorbereitete Lager eingebracht, beginnen die im Transplantat enthaltenen Osteoblasten sofort mit der Proliferation und der Knochenneubildung (16). Vom Transplantatlager her dringen noch undifferenzierte Mesenchymzellen in das Grundgerüst ein und werden dort zu Osteoblasten. Wie bereits erwähnt, ist hierbei die Blutversorgung von entscheidender Bedeutung: Bereits nach zwei bis vier Tagen (16) dringen in die transplantierte Spongiosa vom umgebenden Wirtsknochen oder den angrenzenden Weichteilen Kapillaren ein, die zunächst nur mit der Versorgung der Randpartien beginnen und sich allmählich durch das ganze Transplantat ziehen. Zudem kommt es zur Revaskularisation von mitübertragenen Gefäßen.

Mit zunehmender Revitalisierung des Transplantates setzt auch der Umbau ein: Als Zeichen von knöchernem An- und Abbau bilden sich zuerst in den Randgebieten, dann im Zentrum

des Transplantates Appositions- und Resorptionszonen, Durch den Abbau der transplantierten Grundsubstanz werden Interzellulärsubstanzen freigesetzt, die zur weiteren Stimulierung der Osteoblasten führen (22).

Als Ergebnis der Osteoblastenaktivität entstehen ungeordnete Callusformationen, die aus wildwuchernden Faserknochen bestehen. Diese Callusmassen fixieren das Transplantat am Wirtsknochen, so daß mit durch Muskeltätigkeit und Belastung erzeugte mechanische Beanspruchungen auch auf den neugebildeten Knochen übertragen werden. Dadurch wird der Faserknochen in einem langwierigen Umbauprozess abgebaut und zu trajektorieell ausgerichtetem Lamellenknochen transformiert (22).

Nicht ganz so ideal läuft die Übertragung von homologer und besonders heterologer Spongiosa ab: Hier setzen am 7. bis 30. Tag immunologische Abwehrvorgänge ein (22, 16). Verantwortlich dafür sind antigene, individualspezifische Eiweißstrukturen in den Kernfraktionen (22), die in der gegenüber der Compacta zellreichen Spongiosa besonders enthalten sind. Durch Gewebskonserverung wird zwar eine Verringerung der immunobiologischen Vorgänge erreicht, jedoch wird dieser Vorteil mit einer deutlich reduzierten osteogenetischen Potenz durch die Zerstörung der für die Knochenbildung verantwortlichen Zellen erkauft.

So stellt tiefgekühlte oder chemisch konservierte Spongiosa nur ein passives Mineralgerüst dar, das den einspritzenden Mesenchymzellen als Leitgebilde dient. Die Aufgabe der Gefrierspongiosa besteht außerdem in einer Induktion der Knochenneubildung.

Klinische Ergebnisse zeigten jedoch, daß beim Einbau von autologer und homologer Spongiosa keine extrem signifikanten Unterschiede bestehen. Manche Autoren sehen den Grund dafür

darin, daß auch bestimmten Proteinen, die beim Gefrier-
vorgang im Gegensatz zu den knochenbildenden Zellen nicht
zerstört werden, eine osteogenetische Funktion zukommt (1).

So kommt derzeit in der Knochenchirurgie hauptsächlich
autologe Spongiosa oder homologe Gefrierspongiosa zur An-
wendung.

Bei der homologen Gefrierspongiosa handelt es sich um
Spongiosa, die von anderen Patienten aus dem Femurkopf
oder dem Trochanterbereich gewonnen, in etwa gleich große
Würfel mit ungefähr 0,5 bis 1 cm Kantenlänge zerkleinert,
anschließend nach histologischen Kontrollen in sterilen
Plastiktüten tiefgefroren und in der Knochenbank aufbe-
wahrt wird (32).

Die autologe Spongiosa besteht entweder aus beim Operations-
vorgang gewonnenem Material - z. B. der beim Ausfräsen der
Pfanne zur prothetischen Versorgung erhaltene Spongiosabrei -
oder kann aus dem Beckenkamm ohne Gefährdung der mechanischen
Stabilität der Entnahmestelle durch einen einfachen operativen
Eingriff entnommen werden (16).

2.2.2 Vorteile der Spongiosa

1. Autologe Spongiosa ist hinsichtlich ihrer osteogenetischen
Potenz und biologischen Verträglichkeit allen anderen
Möglichkeiten der Knochentransplantation eindeutig über-
legen (16). Somit ist die Spongiosa Träger aktiver Knochen-
neubildung.
2. Da die Knochenumbaurate in der Spongiosa dreimal so hoch
ist wie in der Compacta (22), baut sich das Transplantat
schneller ein.
3. Während beim Corticalisspan die transplantierte Knochen-

substanz abgebaut und durch Apposition wieder aufgebaut wird, wird das Spongiosatransplantat wesentlich schneller durch primäre Knochenneubildung ersetzt (16).

4. Durch die offene trabekuläre Struktur der Spongiosa ist von Anfang an die Blutversorgung und die Erhaltung der knochenbildenden Zellen bei gut vaskularisiertem Transplantatlager gewährleistet.
5. Außerdem bildet die Struktur der Spongiosa eine ideale Leitschiene für vom Lager her einsprießende Wachstumsvorgänge.
6. Das Spongiosatransplantat kann dem Transplantatlager ideal angepaßt werden, somit wird das Reaktionsgebiet des Wirts gegen die einwuchernde Bindegewebsbarriere abgeriegelt und die zum ungestörten Heilungsverlauf notwendige mechanische Ruhe geschaffen (31).

2.2.3 Indikation

Wie bereits erwähnt, ist die Implantation von Hüftgelenkprothesen in ein vollständiges knöchernes Implantatlager meist unproblematisch. In der Mehrzahl der Fälle liegen jedoch ungünstige anatomische Gegebenheiten vor und machen einen zusätzlichen Arbeitsgang erforderlich, sollen sich doch die beiden Prothesenteile primär im Knochen verklemmen.

Einige Operateure ergänzen Defektlager durch Anschrauben von Knochenblöcken, bei besonders dünnem Pfannenboden wird dieser durch Knochenzement oder durch Netzimplantate verstärkt. Eichler verschaffte der künstlichen Pfanne eine zusätzliche Abstützung durch Implantation eines von ihm speziell für diesen Zweck entwickelten Ringes (15). Diese Maßnahmen waren nur teilweise erfolgreich.

Mit der Spongiosaplastik steht ein nur wenig Zeit erforderndes, technisch relativ einfaches und bewährtes Verfahren zur Verfügung, bei dem die erwähnten Problemfälle ohne Einbringung von Fremdmaterial therapiert werden können.

Die Spongiosaplastik ist in folgenden Fällen erforderlich:

1. Bei primär dysplastischen Hüftgelenkspfannen, da hier eine Versenkung der künstlichen Pfanne wegen der ungenügenden Pfannentiefe oft nicht möglich ist (15).
2. Bei einer fortgeschrittenen Protrusio acetabuli mit einem stark verdünnten, eventuell teilweise aufgelösten Pfannengrund.
3. Bei TEP-Wechsel: Hier kann oft nach Entfernung des Knochenzementes auch trotz Verwendung eines größeren Prothesentyps und einer Pfanne mit größerem Durchmesser keine primäre Stabilität erreicht werden, weil als Folge der Lockerung meist eine ausgedehnte Osteolyse stattgefunden hat.
4. Bei durch Trauma geschädigten Hüften, wenn ein Neuaufbau der anatomischen Verhältnisse nötig wird.
5. Wenn eine vollständige Einfügung der Schaftkomponente in den Femur nicht gelingt und somit der Flügel der Prothese, der für die Rotationsstabilität verantwortlich ist, keine ausreichende Verankerung im Trochanter major findet oder der Rand der Schaftkomponente auf dem Femur keine Abstützung findet.
6. Wenn bei der Präparation des Pfannenbodens dieser perforiert wurde.

2.2.4. Vorgehen

Bei flachen Pfannen wird nach einem Vorschlag von Judet der Pfannengrund halbrund bis kreisförmig aufbereitet, bis dieser federnd nachgibt. Der beim Fräsen gewonnene Spongiosabrei und bisweilen auch Eigenspongiosa aus dem Hüftkopf wird auf den Pfannenboden eingebracht und dann erst die Prothese eingeschlagen.

Schließt die Judet-Pfanne nicht völlig mit dem knöchernen Rand ab, wird oft unter Verwendung von verschraubbaren Pfannen mit Rand das Pfannendach durch Unterfütterung des Randes mit Spongiosabrocken vergrößert.

Stehen beim TEP-Wechsel in Folge der Osteolyse nur noch dünne Knochenlamellen am proximalen Femurende, werden Spongiosawürfel in den Schaft eingebracht und danach die Prothese eingeschlagen, wobei so eine Verklemmung der Prothese mit dem Knochen erreicht werden kann.

Für die Spongiosaplastik steht seit kurzem als Ergänzung ein neues Hilfsmittel zur Verfügung:

das F i b r i n k l e b e s y s t e m .

2.3 Spongiosatransplantation unter Anwendung des Fibrinklebesystems

Seit Matras et al. 1972 zum erstenmal ein Fibrinogen-Thrombin-F XIII - System zur Nerven-anastomosierung im Tierexperiment verwendeten und 1975 von einer Anwendung am Menschen berichteten, hat dieses Klebesystem eine weite Verbreitung in der Humanmedizin erfahren: 1976 beschrieb Spängler den Einsatz bei Leber-rupturen, bei der lokalen Blutstillung sowie bei Hauttransplantationen, Scheele konnte später einen plastischen Verschluss bei frontobasalen Liquor-fisteln erzielen sowie neue Anastomosentechniken am Verdauungstrakt einführen, und Braun und Spängler behandelten 1977 Osteomyelitiden mit einer Fibrinspongiosaplastik. Außerdem wurde die Indikation auf die Bereiche Ophtalmologie, Kieferchirurgie, Herzchirurgie sowie Orthopädie erweitert.

Die Idee, Blutgerinnungssubstanzen zur Stillung schwer beherrschbarer Blutungen zu verwenden, ist jedoch weit älter. Beugel nutzte schon 1909 die hämostyptische Wirkung von Fibrinpuder, und aus dem Jahre 1940 stammen Berichte über eine Gewebeklebung mit an Fibrinogen angereichertem Plasma und Thrombin. Erst der technische Fortschritt, der eine Reindarstellung der einzelnen Gerinnungsfaktoren in genügend hoher Konzentration und Menge brachte, sowie die Entdeckung des fibrinstabilisierenden Faktors XIII durch Laki und Lorand und die Aufklärung der Vorgänge bei der Blutgerinnung verhalfen dem FKS zum Durchbruch.

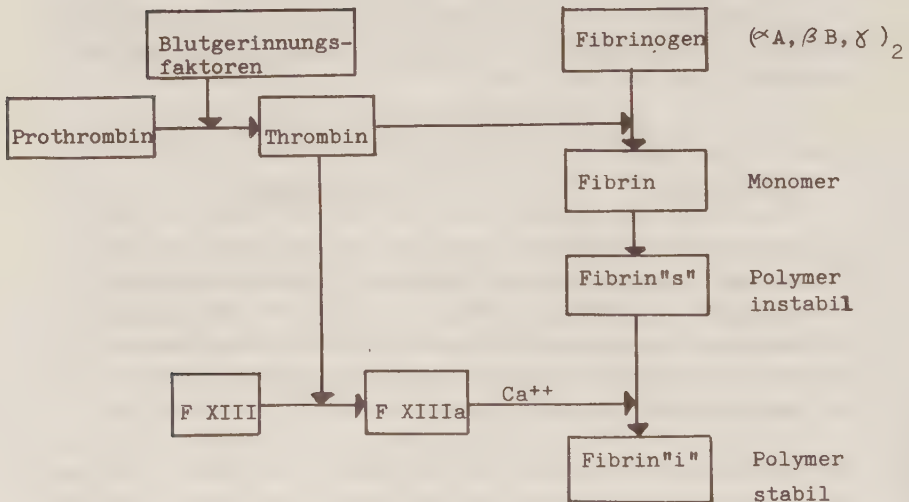
2.3.1 Biochemische Grundlagen

Fibrinogen ist ein Glykoprotein mit einem Molekulargewicht von 340 000 und liegt im Plasma in einer Konzentration von 200-400 mg/dl vor. Das einzelne Molekül besteht aus 6 Polypeptidketten, welche wiederum aus 3 Kettentypen α ,

locker aggregierten Fibrinmonomere werden in Anwesenheit von CaCl_2 durch stabile kovalente peptidartige Bindungen verknüpft.

Für die rasche Fibrinvernetzung in Längsrichtung sind die γ -Ketten verantwortlich, für die länger dauernde Quervernetzung die α -Ketten; β -Ketten sind an der Vernetzung nicht beteiligt (30). Das entstehende Reaktionsprodukt wird als Fibrin i (i=insoluble) bezeichnet.

Eine Zusammenfassung zeigt das Schema 1.



Schema 1: Entstehung und Vernetzung von Fibrin.

Das so entstandene Fibrinnetz stellt die Matrix für einsprossende Fibroblasten dar. Auch dabei spielt der Faktor XIII eine Schlüsselrolle: Er sorgt dafür, daß das Oberflächenprotein der Fibroblasten - Fibronectin - an Fibrin gebunden wird, woraus eine Fixierung der Fibroblasten an Fibrin (30), ein Beginn der Kollagensynthese und damit der Bindegewebsneubildung im Wundgebiet resultiert.

Mit fortschreitender, von Faktor XIII induzierter Bindegewebsneubildung beginnt der physiologische Abbau des Fibringerinnsels. Durch Plasmin, dem wichtigsten Enzym des fibrinolytischen Systems, wird Fibrin irreversibel gespalten. Dessen inaktive Vorstufe, Plasminogen, wird durch zahlreiche Fibrinokinasen gespalten, die in den einzelnen Organen unterschiedlich enthalten sind, aber auch Endothelzellen von Kapillaren und kleinen Venen, sowie korpuskuläre Blutelemente entfalten nach Freisetzung der Kinasen durch Zellzerstörung im Rahmen operativer Eingriffe ihre fibrinolytische Aktivität.

2.3.2 Zusammensetzung der Kleber

Beim FKS wird die letzte Phase der Blutgerinnung nachvollzogen und kommt analog eines Zweikomponentenklebers der Kunststoffklebetechnik zur Anwendung.

Lösung 1, der flüssige Kleber, besteht aus kryopräzipitiertem, hochkonzentriertem, nativem Humanfibrinogen mit 30-facher-Anreicherung des Fibrinogens gegenüber Normalplasma. Außerdem enthält sie Serumproteine, sowie 10-fach angereicherten Faktor XIII und Plasminogen (30).

Lösung 2 stellt eine Kalziumchlorid-Thrombin Lösung in Ringerlactat dar, die außerdem den Fibrinolysehemmer

Aprotinin und Faktor XIII im Überschuß enthält.

Der Zusatz eines Fibrinolyseinhibitors ist von entscheidender Bedeutung (9), da Fibrin im Organismus immer einen Fremdkörper darstellt und folglich frühzeitig mit dem Abbau des Fibringerinnsels begonnen wird. Das Fehlen des Fibrinolysehemmers würde sich in einer deutlichen Verkürzung des Klebeeffekts äußern, der Organismus fände keine Zeit, mit der Organisation der Klebestelle die Aufgabe des Klebers zu ersetzen. Als wirksamster Fibrinolysehemmer hat sich Aprotinin bewährt (9).

2.3.3 Vor- und Nachteile

Die Tatsache, daß das FKS ausschließlich aus physiologisch vorkommenden Zwischenprodukten besteht, begründet die hohe Gewebeverträglichkeit. Abstoßungsreaktionen und Fistelbildungen, wie sie bei den Klebern auf Cyanoacrylatbasis auftreten, sind hier nicht zu beobachten.

Außerdem ist das FKS als biologisches Klebesystem durch seine vollständige Resorbierbarkeit den synthetischen Klebern überlegen, was es als ideales Hilfsmittel bei Transplantationen erscheinen läßt, das den Kontakt zwischen den Wundflächen so lange aufrecht erhalten soll, bis der Organismus eine gewebliche Verbindung wiederhergestellt hat.

Die Eigenschaft der hämostyptischen Wirkung, die als primäres Ziel zur Entwicklung des FKS führte, kann bei leichten und schwer beherrschbaren Blutungen, bei letzteren auch in Kombination mit ebenfalls voll resorbierbaren Kollagenvliesen, genützt werden und erweitert so die Indikation auf die Behandlung Hämophiler.

Durch seine gute Haftfähigkeit eignet sich das FKS zur atraumatischen Gewebevereinigung.

Tierexperimentell wurde bei Knochentransplantationen außerdem ein beschleunigter, homologer Einbau des Transplantates nachgewiesen (4, 5, 6).

Absolute Kontraindikationen für die Anwendung des FKS sind nicht bekannt. Um jedoch thrombembolische Komplikationen zu vermeiden, sollte eine intravasale Verabreichung von Fibrinkleber vermieden werden (30).

Humanes Fibrinogen ist bezüglich der Hepatitis relativ hoch infektiös (25). Der Gefahr der Hepatitisübertragung wird von seiten der Hersteller durch peinlichst genaue Auswahl der Spender begegnet und ist somit als äußerst gering zu betrachten. Schricker und Scheele stellten in einer Untersuchung über das Hepatitisrisiko der Fibrinklebung in der Allgemeinchirurgie (21) fest, daß die Wahrscheinlichkeit der Hepatitisinfektion bei Patienten mit bzw. ohne Anwendung des FKS gleich ist und auf die Bluttransfusion zurückzuführen ist.

2.3.4 Fibrinkleber und Spongiosatransplantation

Die in Abschnitt 2.3.3 erwähnten Vorteile lassen die Anwendung auch in der Knochenchirurgie, speziell bei der Knochentransplantation, als sinnvoll erscheinen.

In ersten Tierversuchen konnten Bösch und Mitarbeiter 1977 eine Beschleunigung der Knochenheilung (7) nachweisen und Pflüger und Mitarbeiter berichteten 1978 (18) über ein beschleunigtes und qualitativ verbessertes Einwachsen von Stahlimplantaten durch das FKS. Weitere Tierexperimente durch Bösch et al. 1979 (6) bestätigen die sinnvolle Er-

gänzung der Spongiosaplastik mit dem FKS: Aus dem Darmbeinkamm von Kaninchen wurde ein genormter Defekt ausgestanzt und einmal mit und einmal ohne das FKS reimplantiert. Die histologische Untersuchung der Umbauvorgänge der einzelnen Implantate zeigte, daß in der Kontrollgruppe die präexistenten Knochenbälkchen devitalisiert waren und eine deutliche osteoklastäre Resorption begonnen hatte, während in der Fibringruppe die Knochenbälkchen vital und von neugebildetem Osteoid eingesäumt waren. Bei der Fibringruppe fanden sich außerdem im Zentrum vollständig lamellär ausgebildete Trabekel, während sich in der Kontrollgruppe zentral vermehrt Resorptionslakunen zeigten und immer noch An- und Abbauvorgänge das Bild beherrschten. Obwohl die Spongiosa eine durch die offene trabekuläre Struktur bedingte frühzeitige Revaskularisation erfährt, vermag das FKS das Einwachsen der Gefäßsprossen in das Transplantat noch zu steigern, was durch szintigraphische Untersuchungen (33) bewiesen wurde und als Grund für die beschleunigte Transplantateinheilung unter FKS-Verwendung gesehen wird; denn das Schicksal der transplantierten Spongiosa hängt, da es sich ja um wachsendes Gewebe mit einem hohen Stoffwechselumsatz handelt, von einer idealen Gefäßversorgung ab.

Liegt also eine metabolische Insuffizienz vor, kommt es immer zur Osteozytenregression (6).

Da sich bis zum Beginn der Vaskularisation der Fibrin-spongiosaplastik zufällig eingebrachte Keime, analog einem Hämatom, ungehindert vermehren und so den Erfolg der Operation gefährden könnten, gingen Stanek et al. (26) der Frage nach, ob das Fibrinkoagulum einen besseren Nährboden als das physiologische Blutkoagulum darstelle. Bei den Untersuchungen in vitro wurde festgestellt, daß das Keimwachstum im Fibrinclot, verglichen mit dem im Blutkoagulum, um Zehnerpotenzen niedriger liegt (26).

Zusammenfassend läßt sich feststellen, daß das FKS in Kombination mit der Spongiosatransplantation folgende Vorteile bringt:

1. Durch den guten Klebeeffekt kann die transplantierte Spongiosa am gewünschten Ort fixiert werden, ohne die Wundheilung zu beeinträchtigen.
2. Der hämostyptische Effekt des FKS verhindert die Ausbildung eines Hämatoms. Ein Hämatom beinhaltet die Gefahr der Infektion, außerdem hat es eine Negativwirkung auf die Gefäßneubildung und Einsprossungsvorgänge (31). Die blutstillende Wirkung kann zudem bei Patienten mit gestörter Blutgerinnung von vitalem Interesse sein (5).
3. Da die Komponenten des Klebers im flüssigen Zustand zusammen mit den Spongiosawürfeln eingebracht werden, ist ein fugenloses Auffüllen der Hohlräume möglich, und es entstehen so keine Hämatome oder Serome (5). Zur Vermeidung von Hohlräumen wird das Transplantat oft unter starker Kompression eingebracht, was zu einer Veränderung der spongiösen Struktur führt und eine Reduktion der für die Knochenheilung wichtigen Voraussetzungen bedeutet (5).
4. Die Erhaltung der Struktur der Spongiosachips in der Fibrinplombe bedeutet eine ideale Voraussetzung für einen knöchernen Um- und Durchbau.
5. Da das Fbringerüst eine organische Matrix für Gefäßkapillaren und Bindegewebszellen darstellt, kommt es zu einer beschleunigten und verbesserten Einheilung (6).
6. Die plastische Formbarkeit ermöglicht dem Chirurgen den Aufbau zerstörter Konturen.
7. Beim Zusatz von Antibiotika kommt es zu einer protrahierten Freisetzung, denn ein frühzeitiges Ausscheiden

aus der Plombe durch Blutung wird verhindert.

8. Ein Kriterium für das Einwachsen von Knochentransplantaten ist die Ruhigstellung. Während in diesem Zusammenhang die mechanische Komponente des FKS nur eine geringe Rolle spielt, wird dieses Kriterium durch die rasche knöcherne Fixation des Implantates durch das FKS erfüllt (5).
9. Die optimale Adaptation des Transplantates durch die Technik der Fibrinspongiosaplastik ermöglicht den innigen Kontakt zwischen Transplantat und Lager und ist so Voraussetzung für den so wichtigen Beginn der Gefäßversorgung.

2.3.5 Technik der Fibrinspongiosaplastik

Die beiden Komponenten des Klebesystems sind in sterilen Fertigspritzen abgepackt und werden bei -18°C , also in Tiefkühltruhen, gelagert. Vor der Anwendung werden die Spritzen auf 37°C im Wasserbad erwärmt und sind dann vier Stunden gebrauchsfähig.

Bei der Verwendung des FKS ist ein wesentliches Kriterium die optimale Durchmischung der Komponenten (24), da eine homogene Polymerisation im Fibrinclot für die Festigkeit der Klebestelle maßgebend ist.

Zu diesem Zweck stehen grundsätzlich drei Möglichkeiten zur Verfügung:

1. Die beiden Komponenten werden außerhalb des Anwendungsgebietes in einem Gefäß vorgemischt und erst nach Durchmischung aufgetragen. Dieses Verfahren erfordert Eile, denn nach etwa einer Minute ist bereits eine Verfestigung des Klebers eingetreten.

2. Bei der sequenziellen Auftragung wird zuerst die Fibrinogenlösung aufgespritzt und dann mit der Thrombin-Calciumchlorid-Aprotininlösung - ebenfalls durch Aufspritzen - verfestigt. Bei dieser Technik tritt in der Regel keine homogene Durchmischung der Komponenten ein.
3. Eine optimale Durchmischung wird dagegen mit dem Duploject[®] - System (Immuno) erreicht. Hierbei sind die beiden Spritzen über ein Anschlußstück mit einer Mischkanüle gekoppelt. Da die beiden Stempel der Spritzen ebenfalls verbunden sind, werden bei Betätigung jeweils die gleichen Mengen der Komponenten entleert und bei ihrem Weg durch das Anschlußstück und die gemeinsame Kanüle durchmischt. Neben der optimalen Durchmischung wird hier zusätzlich eine exakte Dosierung der beiden Komponenten erreicht.

An Spongiosa kommt neben der autologen Hüftkopfspongiosa und dem Spongiosabrei, der beim Ausfräsen der Pfanne gewonnen wird, auch homologe Gefrierspongiosa zur Anwendung. Letztere wird aus den Hüftköpfen anderer Patienten gewonnen und in der Knochenbank - nach Blutgruppen sortiert - aufbewahrt.

Je nach dem Ort der Anwendung werden die Spongiosabrocken mit dem Finger oder mit einem geeigneten Instrument eingebracht und nach einem der obengenannten Verfahren mit dem FKS durchtränkt. Nach wenigen Sekunden polymerisiert nun das Fibrinogen, das Gerinnsel zeigt eine gallertartige Konsistenz und haftet samt den Spongiosachips auf dem Wundgrund.

An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, daß nach Untersuchungen von Stübinger (20) die Zugabe von FKS im Überschuß den Erfolg der Fibrinspongiosaplastik beeinträchtigt. Das Mischungsverhältnis von FKS / Spongiosa soll demnach etwa 1 : 25 betragen.

3. UNTERSUCHUNGSVERFAHREN

3.1 Ziel

Mit der vorliegenden Arbeit sollen die ersten 2 Jahre der Verwendung der Judet-Prothese als Hüftgelenkersatz an der chirurgischen Universitätsklinik Erlangen-Nürnberg beschrieben werden unter besonderer Berücksichtigung der dabei zur Anwendung kommenden Spongiosatransplantation mit dem Fibrinklebesystem.

Als Schwerpunkt wurde die Beschreibung des Krankengutes, des präoperativen Status der Patienten, des OP-Verlaufs und der postoperativen Entwicklung gewählt. Im Einzelnen interessierten in diesem Zusammenhang die Indikation, die zur Implantation einer Judet-Prothese führte, der Ort und Erfolg der Spongiosaplastik und die Anwendung des Fibrinklebers, eventuell während der Operation auftretende Komplikationen, der zur Verwendung kommende Typ der Judet-Prothese und besonders der Blutverbrauch, der an Hand der verabreichten Blutkonserven während und nach der Operation und nach der Blutmenge, die über die eingelegten Redondrainagen in die Auffangbehälter floß, ermittelt wurde. Von besonderem Interesse war ferner die Beurteilung des Operationsergebnisses durch den Patienten selbst.

3.2 Methode

3.2.1 Auswertung der Patientendokumentation

Von den im Zeitraum Juli 1980 bis einschließlich Juli 1982 durchgeführten 120 Implantationen einer Judet-Prothese waren 116 Patiententüten im Archiv der chirurgischen Klinik greifbar und konnten so einer statistischen Auswertung unterzogen werden.

Die Daten für die Auswertung lieferten der Brief des einweisenden Arztes, der Eintrag des Stationsarztes in das Krankenblatt, der OP-Bericht, der Bericht des Anästhesisten, die Fieberkurven mit den Angaben der Blutkonservengabe und der einzelnen Blutungsmenge aus den Redondrainagen sowie die jeweiligen prä- und postoperativen Röntgenaufnahmen.

3.2.2 Patientenbefragung

Um die Meinung des Patienten zum Operationsergebnis zu erfahren, wurden 91 Fragebögen verschickt. Es wurden nur solche Patienten angeschrieben, die vor länger als zwei Monaten operiert worden waren, weil die volle Belastungsfähigkeit des operierten Beines in den ersten zwei Monaten nach der Operation durch das noch nicht vollständig abgeschlossene Einwachsen des Knochens in die Prothese nicht erreicht und somit noch keine Aussage über den Erfolg zulässig war. Außerdem wurden nur Patienten aus dem deutschsprachigen Raum ausgewählt.

Der nachstehend abgebildete Fragebogen sollte im einzelnen über Belastungsmöglichkeit, Schmerzen, Gehhilfen, Beweglichkeit und eventuellen Auswirkungen auf den Beruf Aufschluß geben.

.....
(Name des Absenders)

Chirurg. Klinik m. Poliklinik
d. Universität Erlangen-Nürnberg
Abt. Unfallchirurgie
Station B 8

Maximiliansplatz

8520 Erlangen

Fragebogen für Patienten mit Judet-Prothesen (zementfreie Hüft-
gelenksprothesen)

1. Wie können Sie das betreffende Bein belasten? ☐ nicht +)
☐ teils
☐ ganz
2. Haben Sie dabei Schmerzen? ja / nein
3. Benützen Sie als Gehhilfe 1 Gehstock ☐
 1 Krücke ☐
 2 Krücken? ☐
4. Können Sie Ihre Schuhe eigenhändig binden? ja / nein
5. Mußten Sie aufgrund der Operation
 a) Ihren Beruf ganz aufgeben? ja / nein
 b) Ihren Beruf wechseln? ja / nein
6. Haben Sie seit der Operation noch Beschwerden?
 Wenn ja, welche?

.....
(Unterschrift)

+) Zutreffendes bitte ankreuzen

4. ERGEBNISSE

4.1 Auswertung der Patientendokumentation

4.1.1 Krankengut

Vom Juli 1980 bis zum Juli 1982 wurden an der chirurgischen Universitätsklinik Erlangen-Nürnberg 116 Patienten mit einer zementfreien Judet-Prothese versorgt.

Von den 116 Patienten sind 91 Frauen und 25 Männer, das Durchschnittsalter liegt bei 52,2 Jahren.

Der jüngste Patient war 28, der älteste 70 Jahre alt.

Die genaue Altersverteilung des Krankengutes ist der Abb. 1 zu entnehmen.

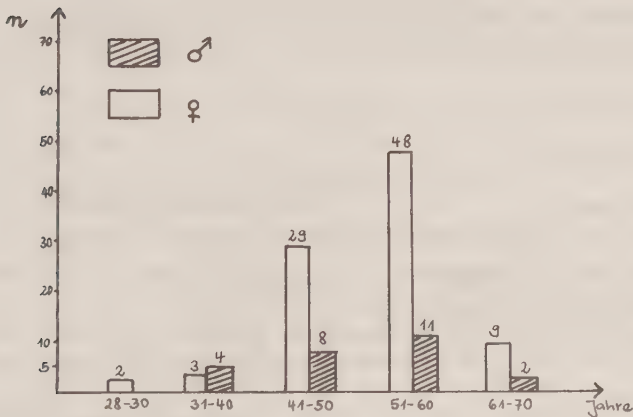


Abb. 1 Altersverteilung der 91 Frauen und 25 Männer mit Judet-Prothesen

Zwei Patienten verstarben im postoperativen Verlauf, ein Patient an einer Lungenembolie, ein anderer verübte Selbstmord.

Die postoperative Durchschnittsverweildauer betrug 14 Tage. Nach durchschnittlich 6 Tagen verließen die Patienten zum erstenmal das Bett und machten die ersten Gehversuche mit Gehhilfen, natürlich ohne volle Belastung des operierten Beines.

Der Frage nachgehend, ob zwischen dem auftretenden Leiden und dem Beruf ein Zusammenhang im Sinne einer berufsbedingten Überlastung des Hüftgelenks besteht, konnte keine Beziehung gefunden werden: Coxarthrosen finden sich in allen Berufsgruppen.

4.1.2 Präoperativer Status

Die Ursachen, die zur Implantation einer Judet-Prothese führten, zeigt die Tabelle 1.

Indikation	Zahl	%
Coxarthrose	52	44,9
Dysplasie + Coxarthrose	39	33,6
Lockerung einer bereits implantierten TEP	16	13,8
Trauma	7	6,0
Spezielle Indikation	2	1,7
Total	116	100,0

Tab. 1: Indikation für Judet-Prothesen

Zu den speziellen Indikationen gehören eine Arthrodesse und eine Ankylose.

Die Zahl der Patienten, die zum erstenmal operiert wurden, sowie derer, die sich einer oder mehrerer Voroperationen unterzogen, ist der Tabelle 2 zu entnehmen. Nur ein einziges Mal wurde aufgrund einer insuffizienten Operation in einer anderen Klinik eine bereits implantierte Judet-Prothese entfernt und durch eine neue ersetzt.

Keine Voroperation:	81
Voroperation:	
1 x	26
2 x	8
4 x	1

Tab. 2: Voroperationen

4.1.3 Operation

Ort der Spongiosaplastik

Die Spongiosaplastik wurde in 94% der Fälle durchgeführt und zwar 89 mal am Pfannengrund, 24 mal am Pfannendach und 32 mal im Schaffbereich. Nicht notwendig war die Spongiosaplastik bei 7 Patienten. Bei 4 Patienten ist die Lokalisation nicht mehr exakt feststellbar.

Fibrinkleberanwendung

Die Spongiosaplastik wurde bei 30 Patienten durch das FKS ergänzt, bei 27,5% der Judet-Patienten wurde also eine Fibrin-spongiosaplastik durchgeführt. Dabei wurden im Schnitt 3,36 ml Fibrinkleber pro Patient verbraucht.

Komplikationen

Bei 12% der Operationen traten Komplikationen auf. Diese waren folgender Art:

Art der Komplikation	Zahl
Schaftsprengung	12
Verletzung der A.iliaca int.	1
Perforation der Haut beim Einrenken	1

Tab. 3: Komplikationen

Die häufigste Komplikation - die Schaftsprengung - ergab sich in den meisten Fällen beim Einschlagen der Femurkomponente. Sie wurde in der Regel mit Drahtcerclagen oder zusätzlicher Spongiosaplastik meist in Kombination mit dem FKS korrigiert.

Die Verletzung der A.iliaca int. wurde durch einen iliaco-femorale Bypass korrigiert.

Typ der Judet-Prothese

Die Anzahl und Größe der verwendeten Judet-Pfannen sowie der Typ der Schaftkomponente sind den Tabellen 4 bzw. 5 zu entnehmen. Bei 2 Patienten wurde lediglich die Pfanne ausgetauscht und die alte Schaftkomponente belassen.

Pfannendurchmesser (mm)	40	44	48	52	56	60	64
Anzahl	7	23	32	27	14	5	0

Tab. 4: Zahl der verwendeten Pfannendurchmesser

Typ	P 1	G 1	M 1	D 1	S 1
Anzahl	31	14	51	3	8

Tab. 5: Typ der Schaftkomponente

Die Größe des Pfannendurchmessers konnte bei 8 Patienten und der verwendete Typ der Schaftkomponente bei 7 Patienten im nachhinein nicht mehr festgestellt werden.

Die Pfannen unterteilen sich weiter in 76 mit und 40 ohne Rand. 28% der Pfannen mit Rand wurden verschraubt.

4.1.4 Blutverbrauch

Die Tabelle 6 gibt eine Übersicht über die Menge der Nachblutung, die über die Redondrainagen erfolgte, sowie über den Blutkonservenverbrauch während und nach der Operation.

	Mit FKS	Ohne FKS
Zahl n	30	86
Redondrainage (ml)	869,6	839,8
Konserven intra OP	1,8	2,02
post OP	1,8	1,85
Anteil der TEP-Wechsel	33,3%	6,9%

Tab. 6: Blutverbrauch mit und ohne FKS

4.1.5 Ergebnis der Spongiosatransplantation

Bei Implantationen von Judet-Prothesen wurden 109 Spongiosatransplantationen durchgeführt, 30 mal unter Anwendung des FKS.

Das Kriterium, daß zwischen dem Zeitpunkt der Spongiosaplastik und der neuesten postoperativen Röntgenaufnahme mindestens 6 Wochen liegen, da der Einbau der transplantierten Spongiosa erst nach Ablauf einer gewissen Zeitspanne beurteilbar ist, verringerte die Zahl der zur Auswertung kommenden Fälle. Außerdem kam hinzu, daß zwei Patienten verstorben waren und ebenfalls von zwei Patienten zum Zeitpunkt der Auswertung keine Röntgenaufnahmen greifbar waren. So konnten schließlich 76 Spongiosatransplantationen und 27 unter zusätzlicher Anwendung der FKS bewertet werden.

Tabelle 7 zeigt eine Zusammenstellung des Ergebnisses.

	Mit FKS	%	Ohne FKS	%
Zahl n	27		76	
Angewachsen gut	22	81,5	53	69,7
teilweise	3	11,1	7	9,2
schlecht	-	-	11	14,5
nicht beurteilbar	2	7,4	5	6,6

Tab. 7: Ergebnis der Spongiosaplastik

Die Tabelle bestätigt die hohe Einheilungsquote der transplantierten Spongiosa. Außerdem ist ersichtlich, daß durch

die Anwendung des FKS eine deutliche Verbesserung in Bezug auf das Einwachsen der Spongiosa erzielt worden ist. Die Erwartungen im Theorieteil 2.3 sind hiermit erfüllt worden.

Bei der Röntgenkontrolluntersuchung war kein Fall von Infektion, Prothesenlockerung oder Prothesenbruch feststellbar.

4.2 Patientenbefragung

Von den 91 verschickten Fragebögen kamen 77 vollständig ausgefüllt zurück, was einer Rücklaufquote von 84,6% entspricht. Da unter den Antworten 9 von Patienten stammen, denen beidseits eine Judet-Prothese implantiert wurde, standen anfangs 86 Patientenurteile für die Auswertung zur Verfügung. Weil jedoch ein Patient verstorben und ein anderer schwer gestürzt ist mit dem Verdacht auf Fraktur der Prothese und somit in diesem Fall kein regelrechter Verlauf vorliegt, verringerte sich die Zahl wieder. Insgesamt standen also 84 Aussagen von Patienten zur Verfügung.

Für die Auswertung wurde folgende Klassifizierung zugrunde gelegt:

- 1 = keinerlei Beschwerden, volle Belastung, keine Gehhilfe
- 2 = gelegentlich leichte Beschwerden, nur manchmal Gehhilfe (Stock)
- 3 = öfters Beschwerden, kein selbstständiges Schuhebinden, Gehhilfe immer, nur Teilbelastung des operierten Beines möglich
- 4 = starke Beschwerden, keine Belastung möglich, nicht gehfähig

Die Zuordnung der Patienten zu den einzelnen Gruppen zeigt die Tabelle 8.

Gruppe	Zahl	%
1	26	30,9
2	33	39,3
3	22	26,2
4	3	3,6
Total	84	100,0

Tab. 8: Auswertung der Patientenantworten

Berücksichtigt man das Alter und vor allem den präoperativen Status der einzelnen Patienten, so kann die Gruppe 2 - gelegentlich leichte Beschwerden und Stock als Gehhilfe - durchaus als voller Erfolg gewertet werden. Die Zahl der Patienten, die mit dem Operationsergebnis sehr zufrieden sind, liegt über 70%.

Lediglich drei Patienten klagten über starke Schmerzen. Sie können sich nur mühsam mit Krücken oder mit dem Gehwagen fortbewegen.

Auf die Frage, ob sich die Operation auf die Berufsausübung auswirkte, konnte keine exakte Aussage getroffen werden, weil ein Großteil der Patienten ohnehin den Beruf aufgrund des Leidens bereits aufgeben mußte oder wegen Erreichung des Rentenalters sowieso nicht mehr berufstätig war.

4.3 Kasuistik

Die Verwendung der Spongiosaplastik bei der Implantation von Judet-Prothesen soll an folgenden Beispielen erläutert werden:

1. Coxarthrose: Abb. 3, 4, 5

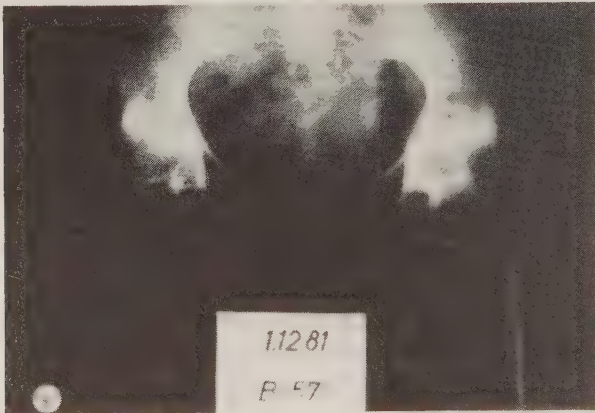


Abb. 3

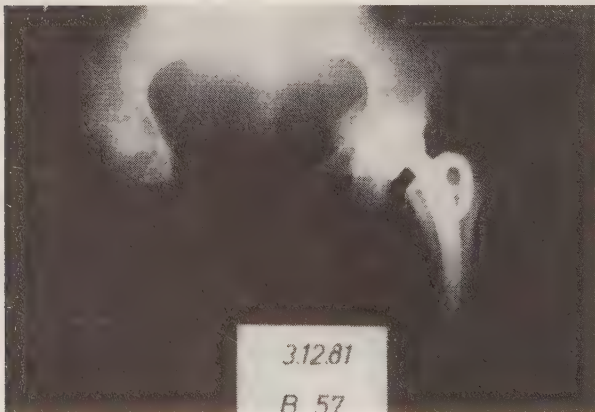


Abb. 4

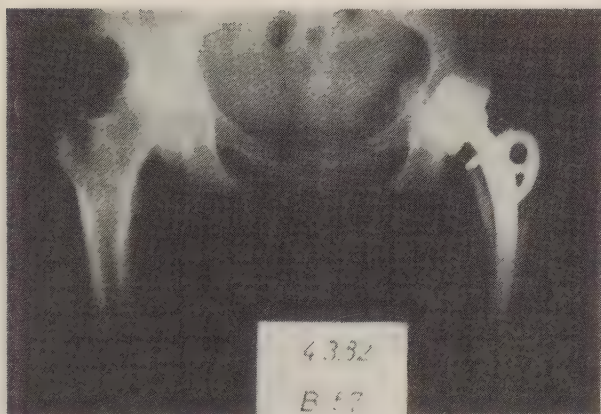


Abb. 5

Die 45-jährige Patientin litt an einer Coxarthrose des linken Hüftgelenkes (Abb. 3). Aufgrund ihres jugendlichen Alters wurde im Dezember 1981 eine zementfreie Judet-Prothese vom Typ M 1 mit einer 44er Randpfanne implantiert. Dabei wurde der Pfannengrund vor dem Einschlagen der Prothese reichlich mit autologer Spongiosa aufgefüllt (Abb. 4).

Bei der röntgenologischen Nachuntersuchung im März 1982 (Abb. 5) waren die transplantierte Spongiosa eingewachsen und die beiden Prothesenteile fest eingehellt.

2. TEP - Wechsel: Abb. 6, 7, 8, 9

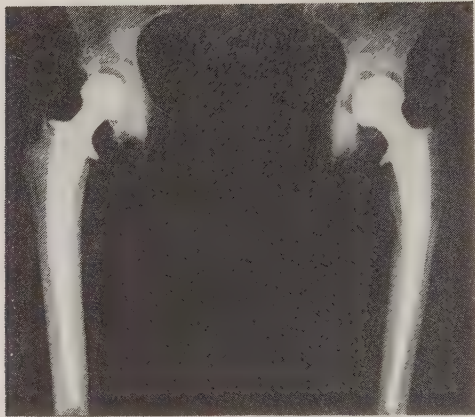


Abb. 6

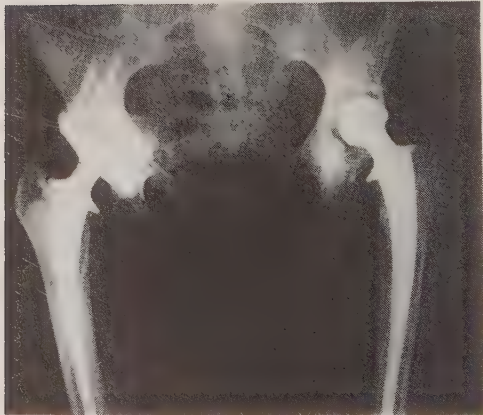


Abb. 7

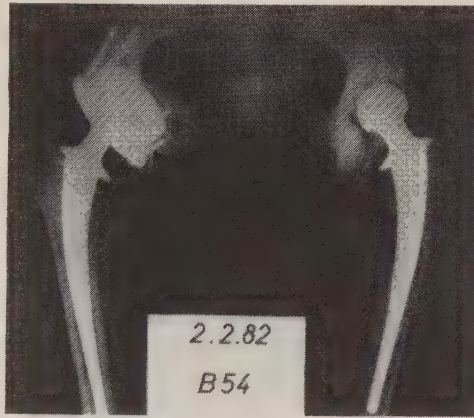


Abb. 8



Abb. 9

Bei der 54-jährigen Patientin wurde wegen einer Dysplasie mit Coxarthrose 1973 die linke und 1974 die rechte Hüfte mit einer zementierten TEP versorgt (Abb. 6).

Da es in der Zwischenzeit zu einer Lockerung der rechten Pfanne gekommen war, während der Schaft der Prothese fest saß, wurde der gelockerte Prothesenteil im November 1981 durch eine Judet-Pfanne ersetzt (Abb. 7). Hierbei handelt es sich um eine Randpfanne mit 60 mm Durchmesser, die zusätzlich mit 4 Schrauben befestigt wurde. Aufgrund der durch die Lockerung verursachten Osteolyse war zur Ergänzung des unvollständigen Implantatlagers eine Spongiosaplastik am Pfannengrund und Pfannendach notwendig. Zur Verwendung kam dabei autologe Spongiosa zusammen mit dem FKS.

Die postoperativen Kontrollaufnahmen (Abb. 8, 9) zeigen das gute Einheilen der transplantierten Spongiosa, die Pfanne sitzt fest im neugebildeten Prothesenlager.

3. TEP - Wechsel mit Implantatlageraufbau in zwei Operationen
(Abb. 10, 11, 12, 13)



Abb. 10



Abb. 11

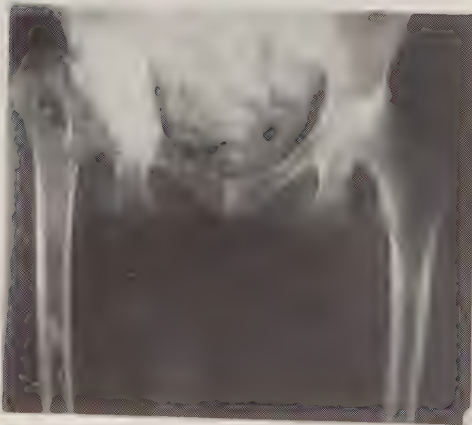


Abb. 12

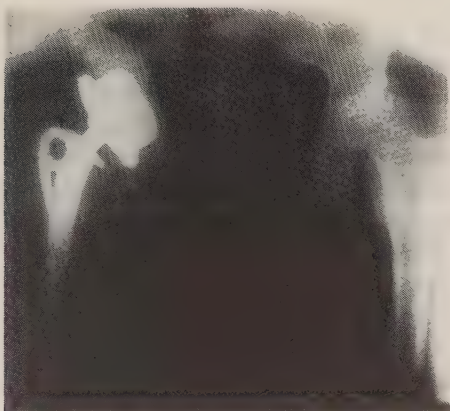


Abb. 13

Ebenfalls eine gelockerte zementierte Prothese war der Grund für die Beschwerden einer 60-jährigen Patientin (Abb. 10).

Bei der Operation im Mai 1982 zeigte es sich jedoch, daß keine erneute Implantation einer Prothese möglich war. Die vollständig gelockerte Pfanne hatte zu einem starken Knochenabbau und zu einem Einbruch ins kleine Becken geführt.

So wurde bei dieser Operation die gelockerte Prothese lediglich explantiert und nach Entfernung von nekrotischem Material aus dem Pfannengrund wurde mit reichlich Fremdspongiosa aus der Knochenbank und FKS ein Implantatlager gebildet (Abb. 11) mit dem Ziel, die Voraussetzung für die Implantation einer Prothese in einer zweiten Operation zu schaffen.

Nachdem es im Verlauf von 4 Monaten zu einem guten Einwachsen der Spongiosa gekommen war (Abb. 12), wurde im Oktober 1982 eine Judet-Prothese implantiert (Abb. 13).

5. DISKUSSION

In seinem Vortrag auf dem Scientific Workshop '81 vom 6. - 7. März in Graz berichtete Prof. G. Rupp über die Implantation von über 300 zementfreien Hüftgelenkprothesen. Beim Einsetzen dieser Prothesen wurde der Fibrinkleber, vermischt mit Spongiosa, als Füllmaterial verwendet. Es kam dabei zu einem festen Sitz der Prothesenteile, weiter zu einer Blutstillung aus den Knochenwunden und zu einem raschen knöchernen Einwachsen des Implantates.

Da wir selbst den Fibrinkleber vor allem anfangs nicht verwendet haben, können wir bei der Auswertung unseres Krankengutes mit Einschränkung einen Vergleich des Ergebnisses nach Einsatz der Spongiosaplastik mit oder ohne Fibrinklebung ziehen.

Die Arbeitsgruppe Bösch et al. hat in einem Bericht über die klinische Anwendung des FKS (5) in Verbindung mit Knochentransplantaten zur Auffüllung von Knochendefekten einen beschleunigten, homogenen Einbau des transplantierten Knochens beschrieben. Weiter werden die hämostyptische, adhäsive und die Eigenschaft der plastischen Formbarkeit hervorgehoben.

Bei Untersuchungen über das Einwachsen von Knochengewebe in poröse Metallimplantate wurden von der Arbeitsgruppe Pflüger et al. (18) in die Tibien von 19 Kaninchen rostfreie, poröse, zylindrische Stahlimplantate, in die Darmbeinkämme kleine Stahlröhrchen eingesetzt. Es konnte gezeigt werden, daß diese Stahlzylinder bei ausreichender offener Porosität und die Röhrchen mit einem Lumen von 500 μ bei mechanischer Ruhe durch ein dichtes Einwachsen

von Faserknochen innerhalb von 3 Wochen fest in das Skelett einheilen. Die Vorteile der Verwendung des FKS wurden zumindest für die Frühphase durch mechanische Ausziehversuche und morphologische Ergebnisse bewiesen.

In einer weiteren Tierstudie (6) - an 23 Kaninchen wurde die Änderung von Umbauvorgängen an autologer Spongiosa nach Reimplantation unter Verwendung des FKS untersucht - wurde eine Beschleunigung der Umbauvorgänge und das Fehlen einer Osteozytenregression im Zentrum der autologen Reimplantate nach Verwendung des FKS für eine früh wiedereinsetzende Ernährung im Vergleich zur Kontrollgruppe beschrieben. Insgesamt ließ sich die Einheilung der autologen Reimplantate durch das FKS deutlich beschleunigen.

Zahlreiche weitere Veröffentlichungen haben gleichlautende tierexperimentelle und klinische Ergebnisse beschrieben.

1. Zur Frage der hämostyptischen Eigenschaft:

Unsere Ergebnisse hinsichtlich der hämostyptischen Eigenschaft zeigen zunächst keinen Unterschied in den Vergleichsgruppen (siehe Tab. 6). Hierbei muß jedoch berücksichtigt werden, daß die wesentlich stärker blutenden TEP-Wechsel - hier fließt 45% mehr Blut in die Auffangbehälter der Redondrainagen - prozentual in der FKS-Rubrik deutlich mehr vertreten sind. Außerdem wurde auch in den meisten anderen Fällen, bei denen es während der Operation zu einer starken Blutung kam, die Indikation zur Verwendung des FKS gesehen.

Berücksichtigt man diese Tatsachen, läßt sich doch feststellen, daß der hämostyptische Effekt des FKS zur Auswirkung kommt, was die annähernd gleiche Redonblutmenge und vor allem der gleiche postoperative

Konservenverbrauch gegenüber der ungleichen Verteilung von primärer TEP und TEP-Wechsel in den beiden Rubriken belegen.

Signifikant sind unsere Ergebnisse hinsichtlich der blutstillenden Eigenschaften jedoch dennoch nicht. Grundsätzlich glauben wir, daß der Anteil der mit dem FKS versiegelten Wundflächen zum Anteil der übrigen Blutungsquellen relativ klein ist. Wie wir aus mündlicher Mitteilung von Herrn Prof. G. Rupp wissen, wird der Fibrinkleber in seinem Hause zur Versiegelung aller knöchernen Wunden intraoperativ quasi bis zur völligen Trockenheit eingesetzt. Seine auffälligen Ergebnisse, was die blutstillende Eigenschaft angeht, sind u. E. unter diesem Gesichtspunkt zu sehen.

2. Zur Frage der adhäsiven und plastischen Formbarkeit:

Von oben genannten und vielen anderen Autoren wird auf die adhäsive und die Eigenschaft der plastischen Formbarkeit hingewiesen.

Diese Eigenschaft ist anhand einer derartigen Nachuntersuchung nicht zu kontrollieren. Von allen Operateuren wurde jedoch gerade dieser Gesichtspunkt als die Operation vereinfachend beschrieben. In ausgewählten Fällen habe die Möglichkeit der Klebung eine exakte Spongiosaanlagerung erst möglich gemacht.

An dieser Stelle verweisen wir auf den Fall der Patientin 3 im Teil 4.3 (Abb. 10, 11, 12, 13), wo, wie wir meinen, ein gutes Beispiel für die Anwendungsmöglichkeit des FKS unter letztgenanntem Gesichtspunkt aufgeführt werden kann.

3. Zur Frage der verbesserten Einheilung:

In unserem Krankengut haben wir den Verlauf der Einheilung der Spongiosaplastik, soweit es überhaupt beurteilbar war, nach dem Ausmaß der Resorption der eingebrachten Spongiosa in den röntgenologischen Verlaufskontrollen in gut angewachsen, teilweise und schlecht angewachsen eingeteilt. Soweit die Zahlen einen Vergleich zulassen (Tab. 7), findet sich eine deutlich verbesserte Einheilungsrate unter Verwendung des FKS. Wie schon in den oben erwähnten Tierversuchen gezeigt, konnte dieses von verschiedenen Arbeitsgruppen nachgewiesen werden.

Wir weisen darauf hin, daß wir fast in allen Fällen der Implantation der Judet-Prothese eine knöcherne Festigung erzielt haben. Der Zeitpunkt der endgültigen knöchernen Fixation und der Beginn der Belastbarkeit konnten durch die Verwendung des FKS nicht vorverlegt werden, wir glauben aber dennoch nicht, daß die in den röntgenologischen Verlaufskontrollen gesehene verbesserte Einheilung des Transplantates nur einen rein kosmetischen Stellenwert in der Einheilungsphase besitzt.

Nicht zuletzt müssen wir auch hier darauf hinweisen, daß die Fibrinklebung in vielen Fällen die Bildung eines ausreichenden Spongiosa- bzw. Knochenlagers im Pfannen- und Schaftbereich erst möglich macht. Die Voraussetzung für eine spätere feste knöcherne Fixierung des Implantates ist ja der vollständige Einschluß von knöcherner Substanz.

4. Zur Frage des Erfolges der Operation:

Judet berichtete 1979 (12) von guten klinischen und röntgenologischen Ergebnissen in 84% der Fälle (Erst-

einbau einer zementfreien Porometallprothese).

Maronna konnte 1982 nach zweieinhalb jähriger Erfahrung mit der Judet-Endoprothese über gute Ergebnisse berichten; einzelne Zahlen wurden nicht genannt.

Hopf berichtete bei einem Roundtablegespräch 1981 über eigene erste 100 Fälle von 92% guten und sehr guten Ergebnissen nach Einsetzen der Judet-Prothese. Über eine Verwendung von FKS wurden keine Aussagen gemacht.

Die Ergebnisse aus unserer Fragebogenaktion zeigen im Vergleich mit anderen Autoren ebenfalls einen insgesamt sehr guten Erfolg in allen Altersstufen.

So meinen wir heute mit Prof. Judet sagen zu können:

"The TEP with cement is the best directly after implanting, the Judet-TEP after some months only, and will be better and better, in the same time the cemented is getting worse and worse!"

Wir möchten hinzufügen, daß die Verwendung des FKS aller Wahrscheinlichkeit nach eine Verbesserung der Einheilung bedeutet sowie in gewissem Umfang eine Minderung des Blutverlustes bringt und sicherlich hilfreich bei der Bildung und Fixation von Spongiosalagern im Bereich des Pfannengrundes, des Pfannenrades und im Schaftbereich ist.

6. ZUSAMMENFASSUNG

Bei 116 Patienten haben wir 1980 bis 1982 eine zementfreie Judet-Prothese eingesetzt. Dabei wurden 109 Spongiosatransplantationen durchgeführt, 30 mal unter Anwendung des FKS. Aufgrund der Nachuntersuchung der Krankenblattunterlagen sowie der röntgenologischen Verlaufskontrollen finden sich Hinweise auf eine Verminderung des intra- und postoperativen Blutverlustes und auf eine verbesserte Einheilung der Spongiosatransplantate bzw. einen verbesserten knöchernen Umbau.

In ausgewählten Fällen ist ein Anlagern von Spongiosamaterial mit dem Ziel des vollständigen knöchernen Einschlusses der Prothese erst möglich oder wird zumindest stark erleichtert.

Die Auswertung der Fragebögen ergänzt die in den röntgenologischen Verlaufskontrollen gesicherten knöchernen Einheilungen durch den Nachweis des klinischen Ergebnisses: Funktion und weitgehende subjektive Beschwerdefreiheit.

7. LITERATUR

1. Ascherl, R. et al.
Fibrinklebung und kältekonservierte homologe Spongiosatransplantation - Klinische Erfahrungen und Ergebnisse beim Wiederholungseingriff in der Hüftgelenksendoprothetik - Vortrag anlässlich Erlanger Fibrinkleber - Symposium (1982)
2. Blencke, B.-A.
Implantatwerkstoffe für den Knochen- und Gelenkersatz
Deutsches Ärzteblatt Nr. 48 (1977)
3. Böhler, N.
Die Anwendung des Fibrinklebers in der Orthopädie
Scientific Workshop Graz '81
4. Bösch, P. et al.
Experimental Investigations of the Effect of the Fibrin Adhesive on the Kiel Heterologous Bone Graft
Arch. Orthop. Traumat. Surg. 96 (1980)
5. Bösch, P. et al.
Die Technik der Fibrinspongiosaplastik
Arch. orthop. Unfall - Chir. 90 (1977)
6. Bösch, P. et al.
Die autologe Spongiosatransplantation unter Anwendung des Fibrinklebesystems im Tierexperiment
Wiener klinische Wochenschrift 91 (1979)

7. Bösch, P. et al.
Die Beeinflussung der Knochenheilung durch hochkonzentriertes Fibrin
Experimentelle Untersuchungen am Kaninchen
Arch. orth. Unfall - Chir. 89 (1977)
8. Egkher, E. et al.
Die Anwendung des Fibrinklebers in der Traumatologie
Scientific Workshop Graz '81
9. Haas, S. et al.
Zur Frage des Inhibitorzusatzes bei der Fibrinklebung
Vortrag anlässlich Erlanger Fibrinkleber-Symposion (1982)
10. Hermichen, H. und Weller, S.
Spongiosaplastik am Acetabulum beim prothetischen Hüftgelenkersatz
Akt. Traumatologie 9 (1979)
11. Hopf, A.
Bericht über das Rundtischgespräch über Erfahrungen mit der zementfrei zu implantierenden Hüfttotalendoprothese nach Prof. R. Judet (1981)
12. Judet, R.
Derzeitiger Stand der zementfreien Verankerung
Zementfreie Verankerung von Hüftendoprothesen
Z. Orthop. 117 (1979)
13. Judet, R. et al.
A Noncemented Total Hip Prosthesis
Clinical Orthopaedics and Related Research 137 (1978)

14. Lindner, A. et al.
Die Optimierung des Fibrinogen-Thrombin-Klebesystems
Wiener klinische Wochenschrift 92, Heft 3 (1980)
15. Maronna, U.
Die Judet-Endoprothese - eine Möglichkeit der Versorgung von Problemhüften
Z. Orthop. 120 (1982)
16. Martinek, H. und Schmid, L.
Zur Leistungsfähigkeit der autologen Spongiosaplastik in der Unfallchirurgie
Wiener klinische Wochenschrift 88 (1976)
17. Matti, H.
Über freie Transplantationen von Knochenspongiosa
Arch. klin. Chir. 168 (1932)
18. Pflüger, G. et al.
Untersuchungen über das Einwachsen von Knochengewebe in poröse Metallimplantate
Wiener klinische Wochenschrift 91 (1979)
19. Popkirov, S.
Offene Spongiosaplastik
Unfallheilkunde 83 (1980)
20. Reimer, H.
Zementfreie Hüftgelenk-Endoprothese
Selecta Nr. 3 (1980)
21. Schrickner, K. Th., Scheele, J.
Hepatitisrisiko der Fibrinklebung in der Allgemeinchirurgie
Vortrag anlässlich Erlanger Fibrinkleber-Symposion (1982)

22. Schweiberer, L.
Theoretisch-experimentelle Grundlagen der autologen
Spongiosatransplantation im Infekt
Unfallheilkunde 79 (1976)
23. Seelig, T. und Redl, H.
Theoretische Grundlagen des Fibrinklebers
Aus: Fibrinogen, Fibrin und Fibrinkleber
F. K. Schattauer Verlag (1980)
24. Seelig, T. und Redl, H.
Applikationstechniken
Vortrag anlässlich Erlanger Fibrinkleber-Symposion (1982)
25. Spängler, H. P.
Gewebekebung und lokale Blutstillung mit Fibrinogen,
Thrombin und Blutgerinnungsfaktor XIII
Wiener klinische Wochenschrift 88, Heft 4, (1976)
26. Stanek, G. et al.
Vergleichende quantitative Untersuchungen des Wachstums
von Staphylococcus aureus im Fibrin-Klebesystem und im
Blutkoagulum
Zbl. Bakt. Hyg., Abt. Orig. A 240 (1978)
27. Stemberger, A. et al.
Biochemische und physiologische Aspekte der Fibrinklebung
Aus: Fibrinogen, Fibrin und Fibrinkleber
F. K. Schattauer Verlag (1980)
28. Stübinger, B.
Fibrinspongiosaplastik bei Knochendefekten
Vortrag anlässlich Erlanger Fibrinkleber-Symposion (1982)

29. Stübinger, B. et al.
Die "Spongiosa-Fibrinkleber-Plombe"
Scientific Workshop Graz '81
30. Tscheliessnigg, K. H. et al.
Fibrinklebung. Eine Übersicht über Entwicklung,
Technik und derzeitigen Stand.
Scientific Workshop Graz '81
31. Vittali, H. P.
Die biologischen Grundlagen der Knochentransplantation
Z. Orthop. 99 (1965)
32. Wolf, N. et al.
Indikation zu Fibrinspongiosaplastik bei der Judet-
Prothesenimplantation im Hüftgelenk
Vortrag anlässlich Erlanger Fibrinkleber-Symposion (1982)
33. Zilch, H. und Fuchs, W.
Verbessert die Fibrin-Spongiosaplastik die Einheilung
der Spongiosa?
Vortrag anlässlich 16. Jahrestagung der Deutschen
Gesellschaft für Plastische- und Wiederherstellungs-
chirurgie (1978)

L e b e n s l a u f

Am 7. Februar 1958 wurde ich als Sohn des kealschullehrere Anton Roth und seiner Ehefrau Anna, geborene Huber, in Weiden i.d.OPf. geboren.

Von 1964 bis 1968 besuchte ich die Volksschule in Neustadt a.d.Waldnaab und von 1968 bis 1977 das Augustinus-Gymnasium in Weiden i.d.OPf., wo ich 1977 die Reifeprüfung ablegte.

Nach Ableistung meines Grundwehrdienstes in Regensburg und Weiden nahm ich im Wintersemester 1978/79 das Studium der Zahnmedizin an der Medizinischen Hochschule Hannover auf. Nach dem Vorphysikum setzte ich mein Studium an der Friedrich - Alexander - Universität Erlangen fort.

Dort wurde mir in der Chirurgischen Klinik die Möglichkeit zur Promotion gegeben.

Nach dem 10. Semester legte ich im Wintersemester 1983/84 die Zahnärztliche Prüfung ab.

Erlangen, im Dezember 1983

Reinhard Roth

